

## ПРОЕКТИРОВАНИЕ НОСИМОГО ОБОРУДОВАНИЯ ДЛЯ ИНТЕРНЕТА МЕДИЦИНСКИХ ВЕЩЕЙ (IOMT)

### DESIGN OF WEARABLE EQUIPMENT FOR THE INTERNET OF MEDICAL THINGS (IOMT)

*AL-Nasrawi Faris Hazim abdul sada  
Yu. Tomashevsky*

*Summary.* It is noted that healthcare is the fastest growing segment of IoT, associated with a noticeable increase in the production of clinical and non-clinical connected wearable sensors. In this regard, it is extremely important for everyone who works on wearable devices to have a general idea of how they function, how they were developed, their significance and what factors were taken into account when developing hardware. The hardware components necessary for the development of wearable devices that are used on the Internet of Medical Things and designed to monitor patients by collecting biosignals are presented. The opportunities they create and the direction in which the wearable device industry is moving are discussed.

*Keywords:* wearable sensors, hardware, Internet of medical things, electronic textiles, data collection system.

*Аль Насрави Фарис Хазим Абдулсада*

*Аспирант, Саратовский государственный  
технический университет имени Гагарина Ю.А  
farisiraq21@gmail.com*

*Томашевский Юрий Болеславович*

*Д.т.н., профессор, Саратовский государственный  
технический университет имени Гагарина Ю.А  
tomash@sstu.ru*

*Аннотация.* Отмечено, что здравоохранение — это самый быстрорастущий сегмент IoT, связанный с заметным ростом производства клинических и неклинических подключенных носимых нательных датчиков. В связи с этим всем, кто работает над носимыми устройствами, крайне важно иметь общее представление о том, как они функционируют, как они были разработаны, их значение и какие факторы учитывались при разработке аппаратного обеспечения. Представлены аппаратные компоненты, необходимые для разработки носимых устройств, которые используются в Интернете медицинских вещей, и предназначенные для мониторинга пациентов посредством сбора биосигналов. Обсуждаются возможности, которые они создают, и направление, в котором движется индустрия носимых устройств.

*Ключевые слова:* носимые датчики, аппаратные средства, интернет медицинских вещей, электронный текстиль, система сбора данных.

### Введение

**Р**азвитие технологий в последние годы привело к появлению большого количества умных и высокосвязанных вычислительных устройств небольшого форм-фактора [1, 2]. Интернет сыграл одну из самых важных ролей в этом технологическом прогрессе, что в конечном итоге привело к появлению явления, получившего название Интернет вещей (IoT). Когда эти предметы носятся человеком, они называются носимыми устройствами и позволяют человеку здоровьем и безопасностью индивида. Если перейти к соответствующим определениям, то IoT определяется как сеть физических объектов, которые поддерживаются датчиками и встроенными технологиями для передачи данных, что позволяет взаимодействовать с окружающей средой [3]. В носимых устройствах используются датчики, такие как трехосевые акселерометры, магнитометры, высотомеры и гироскопы для создания интуитивно понятной виртуальной среды.

Очевидно, что носимые устройства значительно выигрывают от IoT, и поэтому мы видим, что они уже

вошли во многие аспекты нашей жизни, такие как мода, здоровье и развлечения. Некоторые известные примеры устройств IoWT на рынке — это компьютеризированные часы, такие как Samsung Gear и Apple watch. Они могут собирать информацию, такую как количество шагов пользователя, частота пульса, пройденные километры и сожженные калории [4]. Следует учитывать одно различие: эти устройства относятся к устройствам образа жизни; однако индустрия здравоохранения является одной из наиболее перспективных отраслей для применения IoT. Таким образом, когда носимые устройства используются в медицинских приложениях, это создает новый термин и отрасль под названием «Интернет медицинских вещей» (IOMT). Биомедицинские носимые устройства являются устройствами, используемыми в IOMT, и, как следствие, функционируют через облако для выполнения сложных задач. Архитектурная диаграмма показана на рисунке 1 ниже. Эта отрасль стремится минимизировать размер носимого устройства, при этом фиксируя больше жизненно важных показателей, и, наконец, отправляя надежные и безопасные данные.

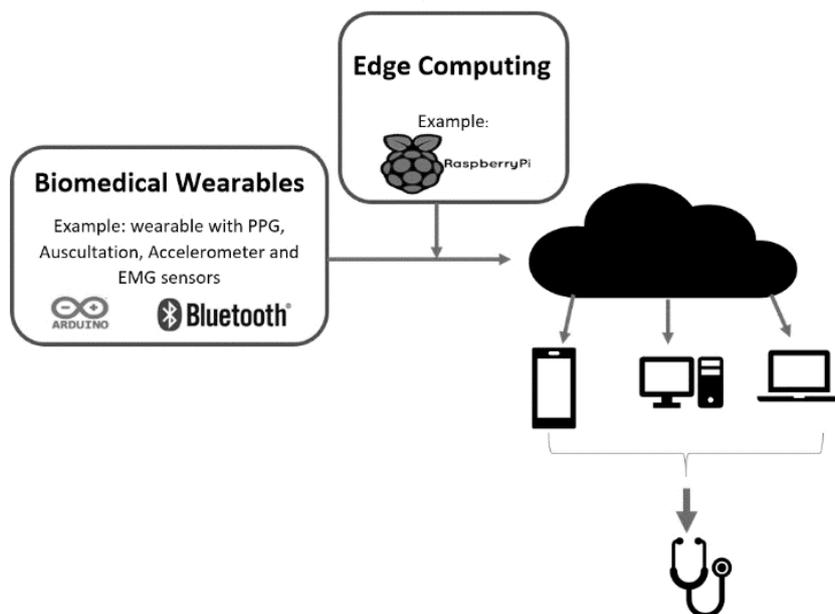


Рис. 1. Архитектура Интернета медицинских вещей (IoMT).  
PPG — фотоплетизмограмма; EMG — электромиограмма.

В настоящее время проводится значительное количество исследований, посвященных способам мониторинга состояния здоровья пациента и отправки врачу данных о параметрах его здоровья в режиме реального времени [3]. По сути, внедрение носимых устройств создает превентивный подход к медицине, когда люди могут отслеживать собственные биосигналы. Врачи или медицинский персонал могут удаленно контролировать состояние пациента и предоставлять медицинские рекомендации и помощь. Наконец, данные также могут храниться в облаке или на защищенных серверах для последующего использования.

### Основы проектирования носимых устройств

Рассмотрим аппаратные компоненты, необходимые для разработки носимых устройств, на предмет, как они могут быть использованы для анализа клинических условий. Некоторые типичные биосигналы, которые могут быть получены от этих носимых устройств, включают: фотоплетизмограмму (PPG), электромиограмму (EMG), электроэнцефалограмму (EEG), данные о движении (например, походка) и звуки тела.

#### ♦ Фотоплетизмограмма (PPG)

Технология фотоплетизмографии находится в центре недавнего развития биомедицинских носимых устройств, как в медицине, так и в сфере образа жизни. В первую очередь это связано с необходимостью эффективного измерения вариабельности сердечного ритма

(BCP). BCP измеряется как изменение временного интервала от пика до пика для последовательных сердечных циклов. Этот интервал также известен как интервал R-R электрокардиограммы (ЭКГ). В диагностике анализ BCP дает значительную информацию о симпатической и парасимпатической функции вегетативной нервной системы (ВНС) [6, 7]. Следовательно, измерение BCP является важным, однако существуют некоторые ограничения при получении сигнала ЭКГ. Во-первых, для этого требуется не менее трех электродов, расположенных в определенных анатомических точках. Во-вторых, приборы ЭКГ не подходят для ежедневного использования в домашних условиях, а также требуют обученных техников и медсестер для использования. Наконец, электроды могут вызывать раздражение кожи пациента. Именно поэтому были предприняты значительные усилия для измерения BCP с помощью PPG. Еще одним важным параметром, который можно измерить с помощью PPG, является уровень насыщения кислородом предсердной крови пациента, также известный как SpO<sub>2</sub> [8]. Насыщение кислородом (SpO<sub>2</sub>) — это процент насыщенного кислородом гемоглобина по сравнению с остальной кровью. Кровь в организме либо насыщена кислородом, либо дезоксигенирована, и обе они имеют различные характеристики поглощения света. Это важный физиологический параметр для мониторинга кровообращения и дыхания.

Простое определение фотоплетизмограммы или PPG заключается в том, что это неинвазивный оптический метод измерения изменений объема крови в ми-

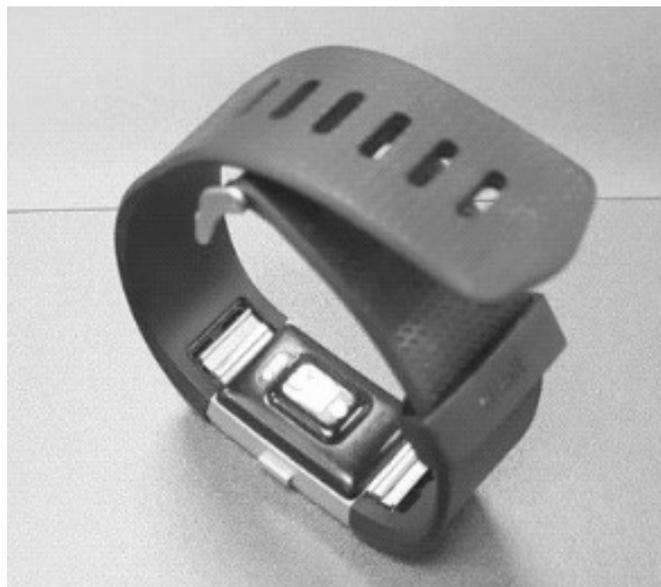


Рис. 2. Датчик на пальце (iHeart) слева и датчик на запястье (Fitbit Charge 2) справа

крососудистом русле ткани. Принцип работы датчика PPG заключается в том, что свет светодиода (LED) проникает через кожу, свет проходит через ткань, а затем сигнал принимается фотодетектором. Наиболее распространенными местами для обнаружения сигналов PPG являются кончик пальца и запястье. В зависимости от того, какое место выбрано, для обнаружения сигнала от кончика пальца или запястья необходимо использовать различные техники. Существует два типа методов: пропускание и отражение. Пропускание определяет свет, проходящий через ткани, с помощью фотодиода, расположенного напротив источника света, и обычно используется в датчиках пальцевого типа. Отражение определяет интенсивность отраженного света с помощью фотодиода, расположенного с той же стороны, что и источник света, и обычно используется в наручных датчиках. Некоторые распространенные примеры этого — устройство iHeart, которое зажимается на пальце, и устройство Fitbit, которое определяет сигнал с запястья, показанное на рисунке 2 [9].

Переходя к источникам света, можно выделить три различных типа: Зеленый, красный и инфракрасный. Было доказано, что зеленые светодиоды более точны для измерения пульса, в то время как красные и инфракрасные светодиодные источники света в основном используются для расчета концентрации кислорода из-за их различной интенсивности проникновения. Отражения, измеряемые датчиком PPG, сильно связаны с вариациями перфузии крови в тканях и используются для получения информации о сердечно-сосудистой системе. Еще одним преимуществом использования PPG является то, что его можно применять к любой

крососнабжаемой ткани, и он полностью неинвазивен. Важность этого сигнала объясняется низкой стоимостью, гибкостью для пользователя и портативностью датчиков, которые используются для регистрации PPG. Оценка частоты сердечных сокращений по PPG является сложной задачей из-за артефактов движения в сигналах PPG. Эти артефакты движения могут быть вызваны дыханием, колебаниями артериального давления, циркадным биоритмом и терморегуляцией. Некоторые популярные методы, используемые для измерения ВСП: проведение спектрального анализа мощности интервала от пика до пика и модель конечной гармонической суммы с использованием акселерометра для захвата артефактов движения.

### Электромиография (ЭМГ)

В последние несколько десятилетий поверхностная ЭМГ успешно используется в медицинских и исследовательских целях, позволяя диагностировать широкий спектр двигательных и нервных состояний [10]. ЭМГ — это метод измерения реакции мышцы при электрической стимуляции нервов. Эта электрическая стимуляция известна как потенциал действия (ПД), а сигнал (ЭМГ) на поверхности кожи является суммированием электрической активности потенциала действия двигательной единицы (ПДМЕ). Существует два способа измерения ЭМГ: первый — инвазивный, с использованием иглы, и второй — неинвазивный, с использованием сухих или влажных электродов на поверхности кожи. Получение поверхностных сигналов ЭМГ обычно осуществляется с помощью поверхностных датчиков, которые подводятся к входам дифференциального



Рис. 3. Myo band слева и два датчика канала ЭМГ справа

усилителя. В клинических приложениях ЭМГ снимается с помощью специальных медицинских инструментов, состоящих из хлорсеребряных электродов в сочетании с проводящим гелем. Гель уменьшает сопротивление контакта с кожей, и эта система способна захватывать чрезвычайно качественные сигналы, которые позволяют диагностировать мышечные и нервные системы человека.

С другой стороны, носимые устройства не могут использовать хлорсеребряные электроды, поскольку они ограничены с точки зрения их форм-фактора и энергопотребления. Соответственно, в них обычно используются сухие электроды. Кроме того, сухие электроды имеют преимущество перед хлорсеребряными электродами при длительном использовании. Несколько факторов, которые влияют на способность обнаруживать поверхностные ЭМГ-сигналы: потение кожи, расстояние между активным мышечным волокном и местом датчика, перекрестные помехи между соседними мышечными волокнами и изменчивость сигнала, вызванная импедансом датчика. Эти факторы необходимо учитывать как в клинических приложениях, так и в носимых устройствах. С другой стороны, важным фактором, который необходимо учитывать при обнаружении сигналов ЭМГ, является то, что они сильно изменяются при размещении датчика, поэтому необходимо найти идеальное место для размещения датчика. К этому следует добавить, что ЭМГ-сигнал, полученный от одной и той же мышцы, но с электродом, расположенным в другом месте, даст разные результаты, которые повлияют на анализ. Это связано с тем, что для датчиков ЭМГ еще не разработан стандартный протокол карти-

рования, а также с тем, что идеальное местоположение меняется от пациента к пациенту, поэтому его необходимо подбирать для каждого пациента индивидуально. В распространенных носимых приложениях ЭМГ для захвата сигнала используются активные датчики. В таких датчиках используются три электрода: два металлических электрода используются для дифференциального сбора сигнала, а один — в качестве опорного электрода [10]. Затем сигнал проходит через бортовую миниатюрную схему с усилением и кондиционированием сигнала. Затем он интегрируется и передается в микроконтроллерный блок (MCU) для аналого-цифрового преобразования. Эти датчики могут использоваться в самых разных областях — от клинической диагностики до управления протезами. Рассматривая некоторые носимые конструкции, использующие ЭМГ, мы видим примеры, такие как Myo band, которые используют восемь каналов ЭМГ. Myo band обнаруживает сигнал, размещая датчик надежно над мышцами, генерирующими сигналы в предплечье, что позволяет ему обнаруживать пять жестов (разведение пальцев, сжатие кулака, взмах рукой, взмах рукой и двойное нажатие) [11]. Исследования показывают, что только двух каналов ЭМГ — одного, расположенного на сгибателе запястья, и другого, расположенного на разгибателе запястья, — достаточно для классификации четырех из тех же пяти жестов руки, что и у Myo band. Это свидетельствует о том, что датчики ЭМГ должны располагаться прямо над исследуемой мышцей. То есть, это субъективно; однако, способ определить правильное расположение — это предварительная проверка сигнала с помощью осциллографа. На рисунке 3 показаны Myo band и 2-канальный датчик ЭМГ.

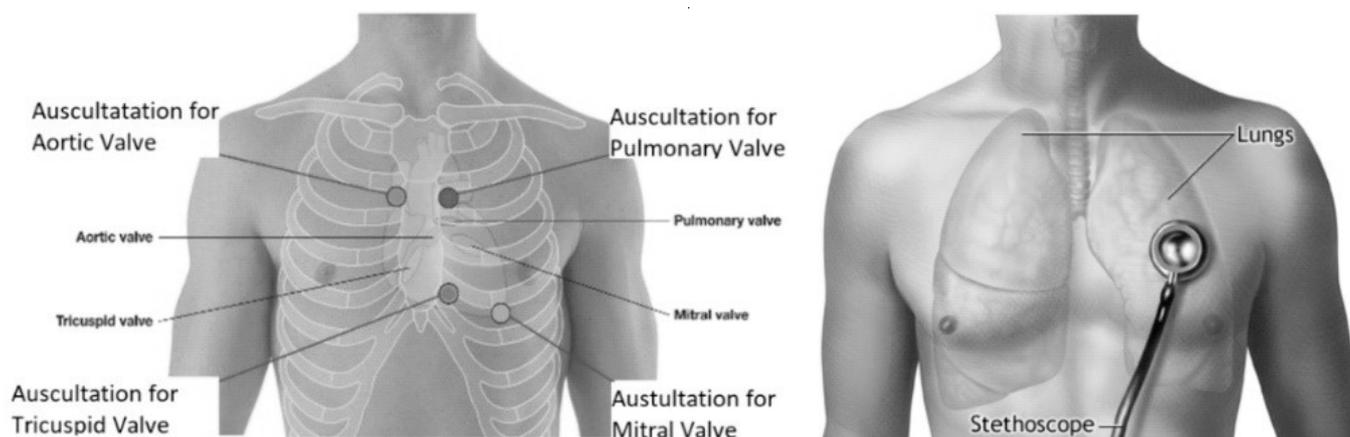


Рис. 4. Места аускультации звука сердца и аускультации звука легких

### Аускультация телесных звуков

Первое действие, которое выполняет медицинский работник при постановке диагноза, — это аускультация, наиболее часто используемый врачами метод первичного скрининга ранних сердечных заболеваний [12]. Сердечно-сосудистые заболевания являются одной из основных причин смерти в мире, поэтому важно оценить функции сердца с помощью быстрого, неинвазивного метода. Основные сердечные звуки включают S1 и S2. S1 возникает в начале сокращения желудочков и соответствует комплексу QRS на ЭКГ. Комплекс QRS — это наиболее наглядные пики и впадины ЭКГ-сигнала. Комплекс состоит из 3 отведений, обозначаемых Q, R и S соответственно. Второй сердечный звук, S2, соответствует закрытию полулунных клапанов, и, наконец, S3 и S4 иногда можно услышать, а также другие щелчки. Нормальные сердечные звуки варьируются от 20 до 420 Гц [12]. Аускультация служит первой точкой диагностики и мониторинга жизненно важных показателей. Это связано с тем, что прослушивание этих звуков может выявить информацию о состоянии основных функций. Например, звуки сердца часто выявляют отклонения от нормы при наличии шума и позволяют обнаружить нарушения в работе организма. Кроме того, между сердцем и легкими существует тесная связь по сравнению с остальными системами организма, которая известна как сердечно-легочная система. Поэтому при анализе сердечно-сосудистой системы обычно последовательно анализируются легкие и дыхание пациента. Это называется аускультацией легких, которая используется для выявления нарушений дыхания. Легочные звуки можно разделить на три категории: нормальные, аномальные и адвентициальные. Нормальные звуки тихие и едва слышные; аномальные звуки означают отсутствие этих нормальных звуков; а адвентициальные звуки означают хрипы и треск, которые являются сильными индикаторами заболевания.

Еще одним важным моментом является понимание того, как обнаружить эти звуки. Очень важно понимать не только анатомию сердца и легких, но и поверхностную анатомию. Поверхностная анатомия означает понимание ориентиров на поверхности тела, которые могут быть использованы для определения местоположения органов внутри тела. Используя поверхностную анатомию, можно прощупать ребра и определить области аускультации сердца. Лучший звук не обязательно будет появляться прямо над сердцем; скорее, идеальное место для аускультации сердца основано на направлении кровотока и ориентации клапанов. При таком понимании аортальный клапан лучше всего выслушивается во 2-м правом межреберном пространстве, трехстворчатый клапан — у левой нижней границы грудины в 5-м межреберном пространстве, легочный клапан — во 2-м левом межреберном пространстве, и, наконец, митральный клапан — в 5-м межреберном пространстве на средней линии ключицы, как показано на рисунке 4. Наконец, нормальные легочные звуки выслушиваются в грудной клетке и в основном ограничены расстоянием между местом генерации первичного звука и стетоскопом. Область обнаружения варьируется и может включать от воротниковой кости до нижней части грудной клетки, как показано на рисунке 4.

### Анализ походки

О важности анализа походки свидетельствует тот факт, что ежегодно в мире около 3,2 миллиона смертей происходит из-за недостатка физической активности. Фактически, гиподинамия приводит к хроническим заболеваниям и инвалидности [13]. С другой стороны, регулярная физическая активность связана с улучшением здоровья во многих группах населения. В связи с этим важно количественно оценить мобильность в реальных условиях. Подсчет шагов является наибо-



Рис. 5. Устройство Moov Now, содержащее девятиосевой датчик движения

лее распространенной мерой физической активности. Датчики, обеспечивающие такую оценку, должны быть высокоточными, легкими и пригодными для использования дома и в обществе. Очень важно имитировать реальную повседневную деятельность, поскольку нереалистично и слишком упрощенно предполагать, что люди ходят постоянно с высокой скоростью. Одним из недостатков существующих алгоритмов и датчиков для определения шагов является снижение точности при медленных скоростях, а именно такие медленные скорости ходьбы являются основными индикаторами двигательных нарушений. Определение физической активности человека возможно при размещении датчиков, обычно акселерометров и гироскопов, на различных частях тела. Существуют различные подходы к этому, и наиболее распространенными из них в настоящее время являются шагомеры, которые представляют собой часы или датчики, размещаемые на запястье для отслеживания активности. Однако одним из ограничивающих факторов для этих устройств является точность. Поэтому расположение датчиков необходимо обновлять. Последние исследования показали, что подсчет шагов можно точно получить с помощью трехосевых акселерометров, размещенных на бедре, талии и лодыжках. Эти системы хорошо показали себя в сценариях с низкой скоростью движения и превзошли коммерческие шагомеры. Благодаря этому на рынке появилось несколько примеров трекеров активности, пример которых приведен на рисунке 5.

Одним из наиболее важных различий, которые будут определять требования к аппаратному и программному обеспечению биомедицинских носимых устройств, является различие между медицинскими и немедицинскими биомедицинскими носимыми устройствами. Термин «медицинские устройства» в общем виде можно

определить как широкий спектр медицинских инструментов, используемых для лечения, смягчения, диагностики или профилактики заболеваний, или аномальных физических состояний. Некоторые распространенные примеры — искусственные клапаны сердца, кардиостимуляторы, синтетическая кожа и медицинские лабораторные диагностические приборы.

С другой стороны, носимые устройства для фитнеса, образа жизни или немедицинские носимые устройства — это те, которые не предназначены для диагностики, смягчения или лечения какого-либо заболевания. Технологии медицинских и немедицинских устройств могут быть одинаковыми, поэтому оба устройства могут измерять точно такие же сигналы с одинаковым качеством; однако, если устройство анализирует данные для лечения, оно будет считаться медицинским устройством и должно пройти длительный процесс утверждения. Другими словами, немедицинские устройства не пригодны для диагностики большинства медицинских заболеваний, но могут использоваться для отслеживания физической формы и профилактики заболеваний, ориентированной на пациента.

Разработка любого биомедицинского носимого устройства начинается с четкого понимания измеряемого биосигнала. Например, для сигнала ЭКГ экспертам может быть легко определить QRS благодаря его отличительным характеристикам, которые могут быть использованы в анализе. Однако это не так для всех биомедицинских сигналов, и для извлечения информации из сигнала требуется значительное количество преобразований.

Когда начинается разработка носимого устройства, независимо от того, предназначено ли оно для меди-

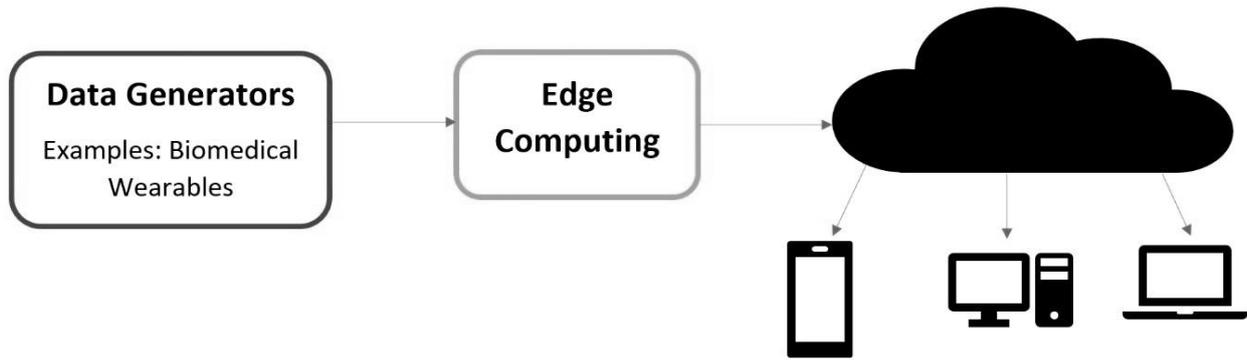


Рис. 6. Архитектура Edge Computing

цинских или немедицинских целей, необходимо учитывать некоторые факторы. К этим факторам относятся:

1. характеристики измеряемого сигнала;
2. человеческие факторы;
3. экономические затраты;
4. среда, в которой будет находиться устройство.

Начиная с первого фактора, требуется понимание источника генерации сигнала и свойств сигнала. Для биомедицинских приложений сигналы, которые улавливаются датчиками, обычно извлекаются из кожи и являются реакцией на электрическую стимуляцию нервов и мышц. В качестве альтернативы, свойства сигнала включают несколько аспектов, таких как: определение надежности регистрируемого сигнала, наличие пригодных методов обработки сигнала, стационарность сигнала для анализа и необходимость применения алгоритмов компрессионного зондирования на этапе сбора сигнала [4]. Это важно, поскольку на основе этих факторов на этапе проектирования принимается решение о выборе датчика, который позволит получить сигнал без потери информации. Второй фактор, медицинские риски, требует понимания пользователя устройства и его взаимодействия с устройством. Это означает учет среды, в которой будет использоваться устройство, материалов, из которых оно должно быть изготовлено, требований безопасности и того, как устройство повлияет на повседневную жизнь пациента. Например, в жаркой среде пациент будет потеть больше, чем обычно: изменит ли это полученный сигнал? Кроме того, не вызывает ли материал, из которого изготовлен носимый прибор, аллергических реакций, боли или дискомфорта? Наконец, не считают ли пациенты устройство мешающим или слишком сложным и не предпочитают ли они его использовать? Эти факторы важны, поскольку удобное устройство, которое является как аппаратным, так и программным, будет использоваться пациентом чаще, чем то, которое таковым не является. Это также называется коэффициентом принятия технологии и является существенным недостатком многих устройств. Третий

фактор, экономические затраты, относится к разработке прибора, который доступен по цене, совместим с существующими технологиями и легко доступен. Спроектированное устройство должно быть доступным по цене и не должно требовать значительных изменений в существующих технологиях. Кроме того, оно должно быть доступно для приобретения на многих платформах, чтобы пациентам не приходилось ездить в определенные места для его покупки. Важность этого фактора обусловлена тем, что носимые устройства для образа жизни или немедицинские носимые устройства могут быть относительно дешевле медицинских носимых устройств, поскольку они не проходят длительный процесс утверждения. Последний фактор, окружающая среда, относится к шуму окружающей среды, с которым столкнется устройство в реальном мире. Например, соотношение сигнал/шум является важнейшим показателем того, насколько эффективно устройство может улавливать сигнал и уменьшать шум.

Хотя большинство IoT-устройств на рынке в той или иной степени используют облачные вычисления, это не единственный вариант. Вместо того чтобы использовать популярный в настоящее время способ передачи данных на отдельный персональный компьютер (ПК) для отправки в облако для анализа данных, легкие задачи можно выполнять на самом микроконтроллере. Это ограничено процессором на плате, объемом доступной памяти и наличием у микроконтроллера возможностей хранения данных. Некоторые Arduino содержат достаточно памяти для выполнения легких задач и вычислений на чипе.

Расширение этого направления называется Edge Computing, которое выполняет вычисления на границе интернета [14]. По мере перехода к IoT и IoMT все большее количество данных исключительного качества будет генерироваться всеми окружающими нас устройствами. Это означает, что все эти вещи и устройства будут производить данные с гораздо большей скоро-

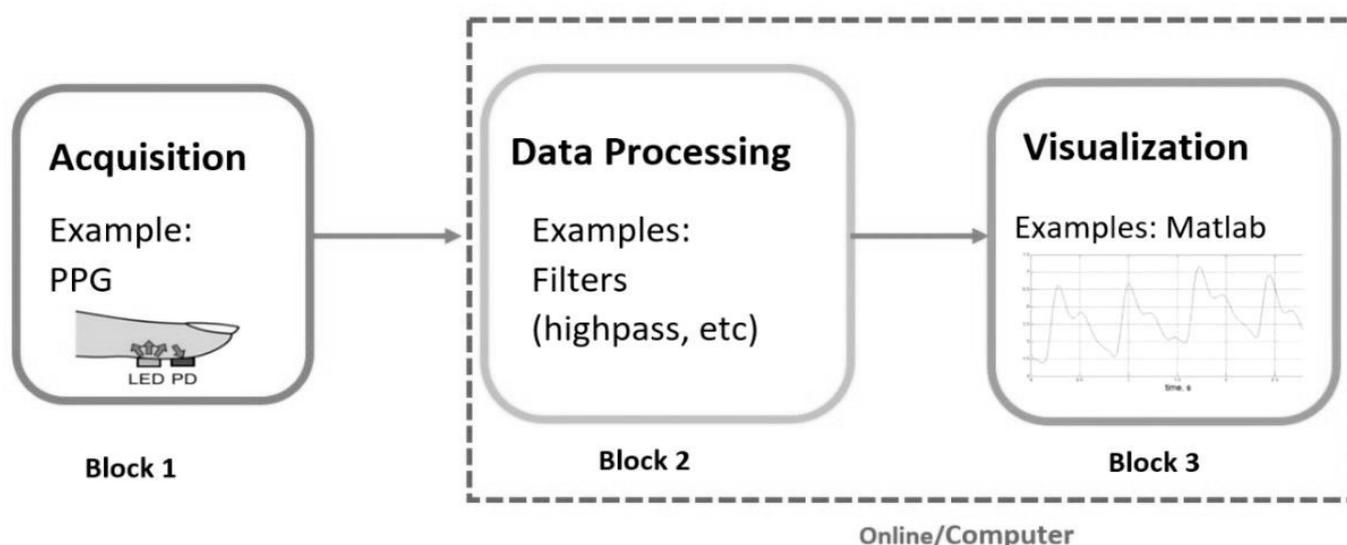


Рис. 7. Основные процессы носимого устройства

стью, чем может обработать облако. Фактически, рост пропускной способности сетей остановился, и скорость транспортировки данных стала основным узким местом для облачных вычислений. Это означает, что большая часть данных, производимых устройствами IoT и IoMT, никогда не достигнет облака. Поэтому простое определение граничных вычислений — это любые вычисления, которые происходят между устройствами, генерирующими данные, и облачными центрами обработки данных. Сюда входят такие процессы, как выгрузка данных, хранение данных, обработка данных и управление IoT, как показано на рисунке 6. Это также улучшает конфиденциальность пользователей, поскольку данные, которые отправляются для вычислений на границе, обычно являются конфиденциальными по сравнению с облаком.

#### Биомедицинские носимые устройства и их компоненты

При разработке любого электрического устройства в промышленности обычно используется командно-ориентированный процесс. Это означает, что командам ставится определенная задача, которую они должны выполнить, чтобы создать конечный продукт. Следовательно, как и любое другое электрическое устройство, проектирование и создание прототипа биомедицинского носимого устройства начинается с аналогичного командно-ориентированного процесса. Это создает эффективные команды, которые сосредоточены на общей цели и используют такие характеристики, как позитивная взаимозависимость команды, групповая подотчетность и навыки командной работы. В академической среде аналогичные подходы используются в меньшем

масштабе, где каждый блок на рисунке ниже представляет собой команду и задачу. Структура каждого проекта различна и очень разнообразна, однако для целей биомедицинской и электротехнической инженерии, как правило, есть три важных аспекта:

- ◆ сбор данных,
- ◆ обработка данных,
- ◆ визуализация данных.

Команды работают вместе над общей целью, в то время как каждая отдельная команда сосредоточена на своих собственных целях. Эта область показана на рисунке 7. Здесь блок 1 — это фаза сбора, на которой происходит захват необработанных данных с человеческого тела. Это делается с помощью датчика, который размещается на коже тела. Блок 2 — это блок обработки данных, где могут применяться цифровые фильтры и дальнейшая обработка данных, такая как сегментация, де-трендинг и извлечение признаков. Блок 3 — это визуализация данных с помощью удобной для пользователя техники. Блоки 2 и 3 обычно выполняются на персональном компьютере с помощью программного обеспечения (MATLAB) в базовых приложениях для создания прототипов. В приложениях IoT блоки 2 и 3 могут выполняться в облаке или на сервере, и это может меняться в зависимости от приложения.

Рассмотрим процесс сбора данных, который относится к начальной стадии проекта и включает в себя все аппаратное и программное обеспечение, необходимое для захвата сигнала. На рисунке 8 показаны три основных компонента, которые необходимы для получения необработанных данных с человеческого тела. Блок 1 на рисунке 8 занимается получением необработанных

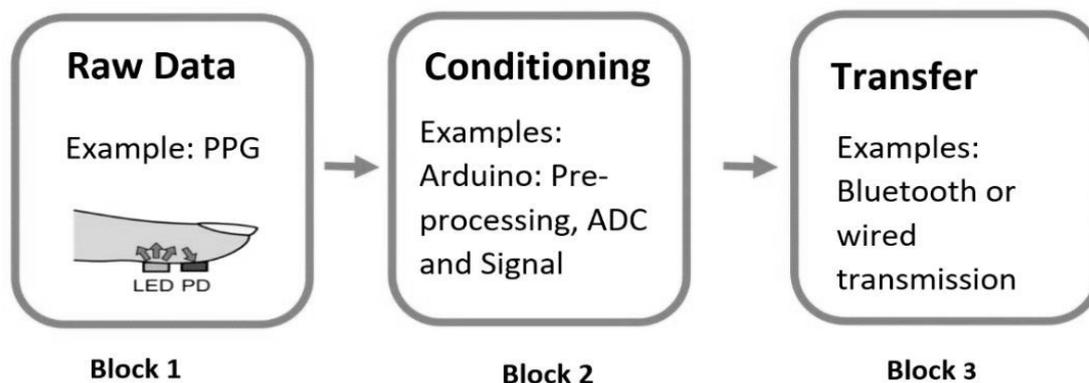


Рис. 8. Три блока процесса сбора данных

данных с датчика. Поскольку большинство сигналов являются аналоговыми, необходимо аналого-цифровое преобразование и способ связи с датчиком для передачи данных, что реализуется блоком 2. Для этого крайне важно иметь инструменты и платформы с открытым исходным кодом и низкой стоимостью. Наиболее распространенными платформами для этого являются Arduino и Raspberry Pi, они сыграли преобразующую роль на начальном этапе развития биомедицинских носимых устройств. Последняя часть, блок 3,— это отправка данных на сервер для передачи в облако или для анализа. Обычно используются модули Bluetooth или Arduinos со встроенными возможностями Bluetooth или Wi-Fi.

Исходя из реального рынка, есть четыре датчика, которые выделяются на фоне остальных, и именно они будут в центре нашего внимания. Также будут использоваться микроконтроллер (MCU, например, Arduino Uno), модуль Bluetooth HC-05 и Raspberry Pi.

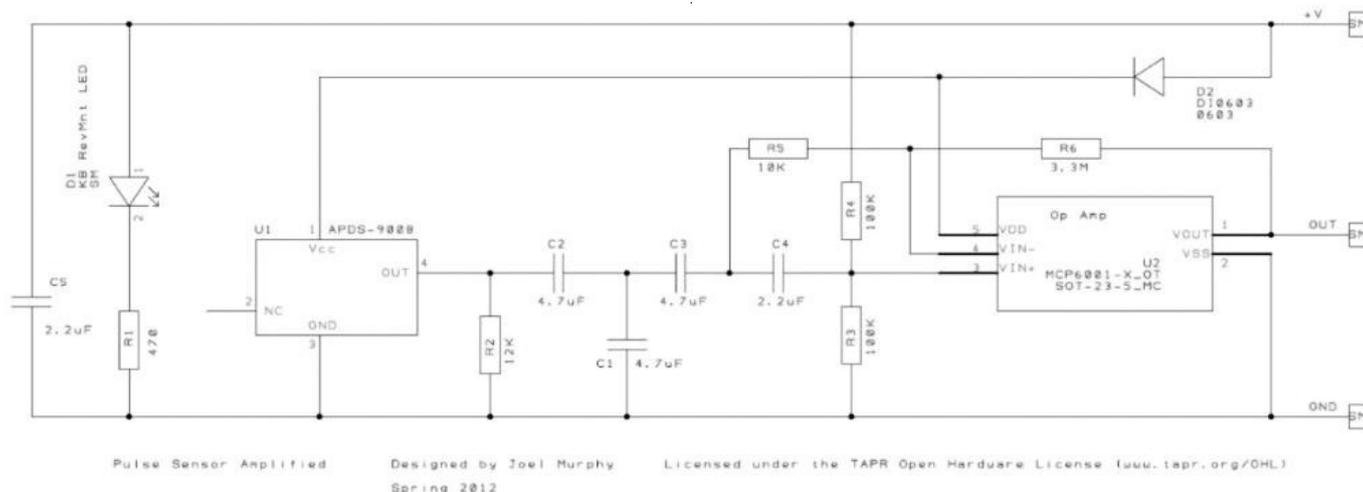
Четыре датчика включают: электретный микрофон, датчик пульса PPG, аналоговый датчик EMG и MPU9250. Важно отметить мотивацию выбора этих датчиков. Во-первых, они коммерчески доступны по низкой цене и имеют значительную поддержку, начиная от онлайн-учебников по устранению неполадок и заканчивая полными демонстрационными кодами, что делает их чрезвычайно популярными для прототипирования. Это означает, что они специально разработаны для уменьшения количества сложных схем передней панели за счет их интеграции в датчик. Это делает большинство из этих датчиков «plug-and-play»-датчиками, которые позволяют легко создавать прототипы и разрабатывать их на любом уровне квалификации. В качестве бонуса, они имеют программную поддержку для Arduino, так что доступны полные демо-коды, которые можно легко модифицировать, используя доступные спецификации для различных проектов. Во-вторых, любой из этих датчиков может использоваться по отдель-

ности для мониторинга определенного медицинского состояния или может быть объединен для мониторинга и диагностики различных медицинских состояний. Примером может служить использование датчика ЭМГ для выявления мышечных заболеваний или использование его вместе с инерционным измерительным блоком (IMU) в качестве двухступенчатой системы валидации.

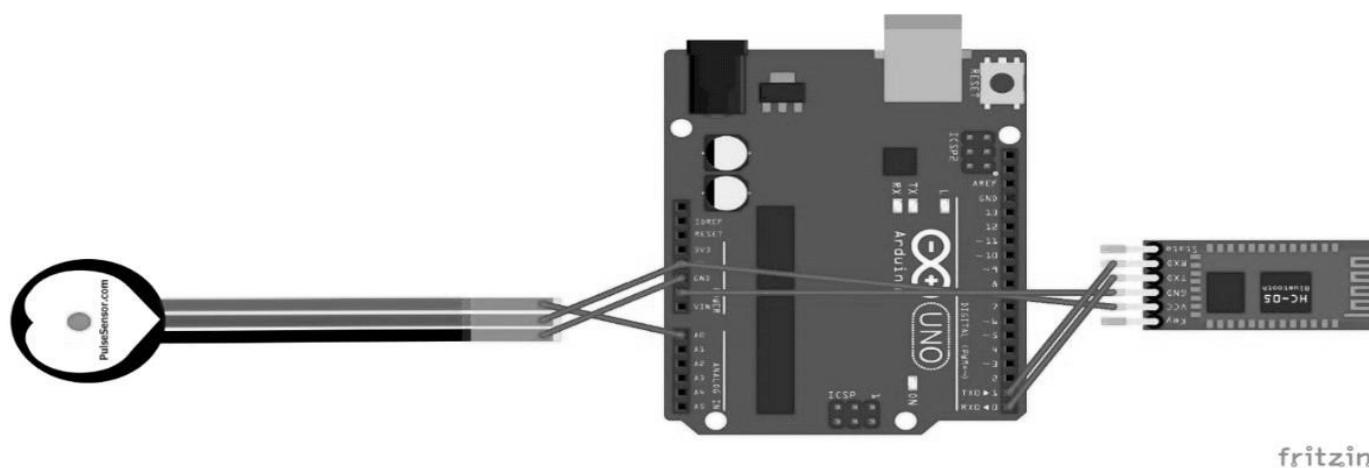
После получения необработанных данных от датчиков ими можно легко манипулировать для анализа в приложениях IoT, используя Raspberry Pi Zero W в качестве веб-сервера или пограничного вычислительного устройства. Для питания носимого устройства требуется источник питания, и платы Arduino допускают несколько вариантов. Однако в качестве источника питания для этих носимых устройств будем использовать щелочную батарейку 9 В. Она обеспечит Arduino напряжением и током, достаточными для работы модуля Bluetooth и датчиков. Далее рассмотрим детали и преимущества, которыми обладает каждый датчик по сравнению с используемыми в настоящее время датчиками.

Начнем с датчика пульса, в котором сигналы PPG собираются с кончика пальца или запястья. Этот датчик компании World Famous Electronics llc и называется «Датчик пульса». Он не имеет встроенного АЦП, поэтому необходимо преобразовать аналоговый входной сигнал в цифровой с помощью Arduino Uno. Кроме того, рабочее напряжение позволяет легко взаимодействовать с другими компонентами и может функционировать от 3,3 до 5 В, используя всего 4 мА при 5 В [15]. Один из примеров проекта — мигание светодиода при сердцебиении. Проект также предоставляет доступ к необработанным данным с помощью Serial Plotter на Arduino IDE.

Как упоминалось выше, датчик разработан как датчик типа «plug-and-play». Это означает, что для под-



а)



б)

Рис. 9. Датчик пульса: а) — схема датчика пульса. б) — соединения датчика импульсов

ключения датчика к Arduino требуется всего три провода, а для работы датчика и получения сигналов PPG не требуется никаких внешних схем. Более того, сам датчик является аппаратным проектом с открытым исходным кодом, и, следовательно, схема его внутреннего устройства доступна и показана на рисунке 9.

При разработке программного обеспечения для передней панели сначала была загружена библиотека Arduino Library из среды разработки Arduino IDE. Затем пример из этой библиотеки, проект GettingStarted, был использован для мигания встроенного светодиода Arduino со скоростью передачи 9600 бод. Наконец, для визуализации сигнала был использован последовательный плоттер в Arduino IDE. В этот код могут быть внесены дополнительные изменения в зависимости от приложения.

Далее рассмотрим датчик EMG производства компании OYMoiton, который также не содержит встроенного АЦП. Датчик снимает сигналы поверхностного электромиографа (sEMG), которые отражают мышечную и нейронную активность человека [16]. Датчик закрепляется на мышцах-сгибателях предплечья с помощью прилагаемых ремней.

В текущей конструкции используется только один канал EMG, однако можно использовать два канала EMG. Аналогично, для правильной работы этого датчика с Arduino требуется три соединения: заземление, питание и аналоговые сигналы, показанные на рисунке 10. Важно отметить, что этот датчик состоит из двух отдельных плат. На рисунке 10 показана вторая плата, которая называется «Плата передатчика сигнала», и с нее поставляемый в комплекте разъем для подключения датчика используется для подключения к сухому элек-

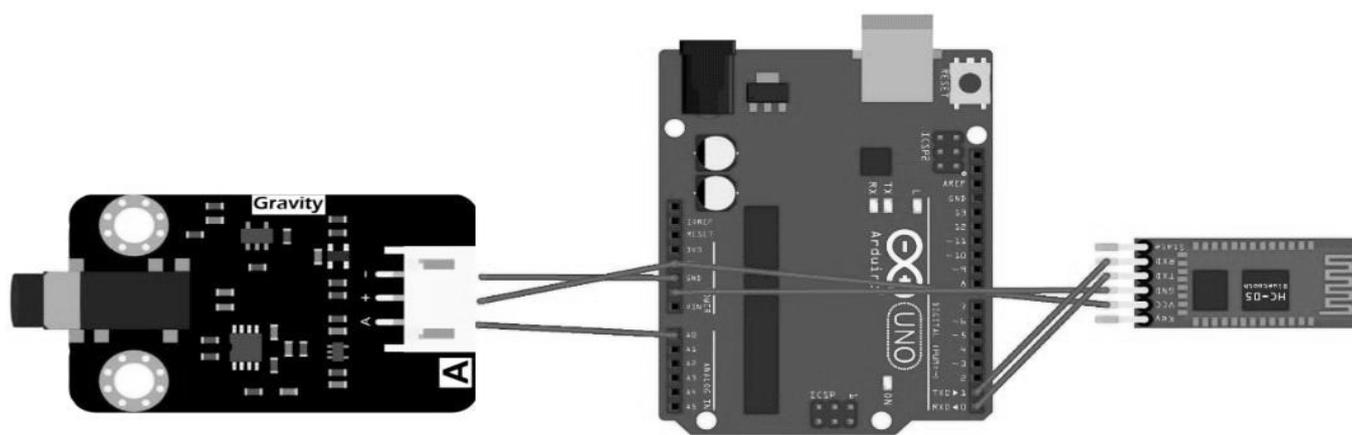


Рис. 10. Соединения датчика ЭМГ

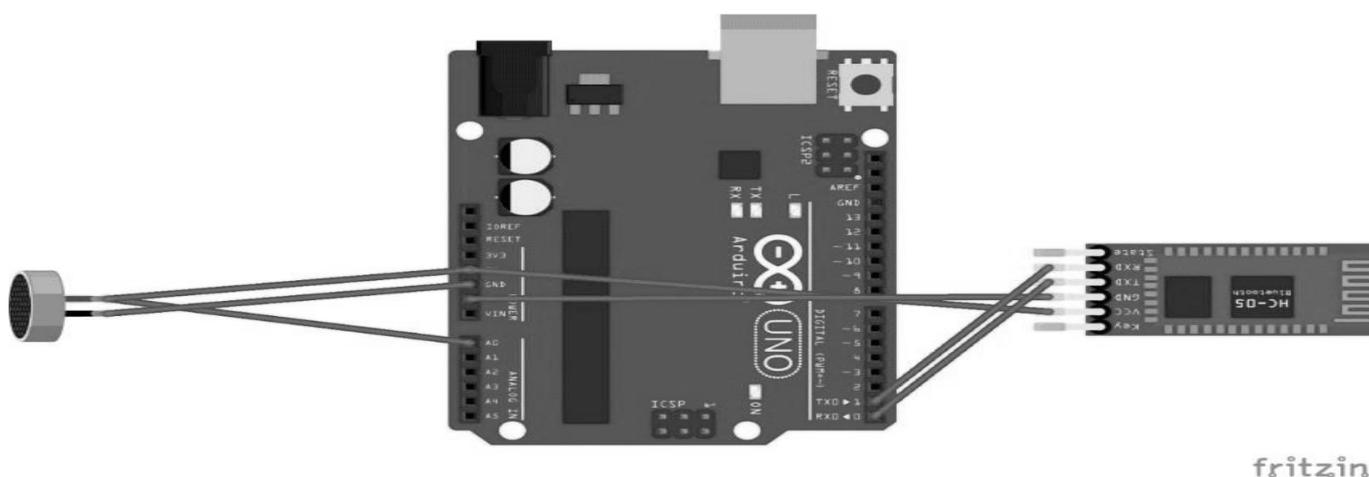


Рис. 11. Схема подключения микрофона

троду, который затем закрепляется на мышцах-сгибателях предплечья. Кроме того, как и для датчика пульса, на сайте OYMoiton есть учебники и примеры кода для Arduino IDE. Воспользовавшись этим, сначала была установлена библиотека EMGFilters, а затем код был запущен на скорости 115 200 бод. Затем сигнал sEMG отображается на последовательном плоттере, и дальнейшие изменения могут быть внесены в этот код в зависимости от приложения.

Далее рассмотрим электретный микрофон, который используется для захвата аускультации сердца и легких. Выбранный электретный микрофон имеет частотный диапазон от 100 до 10 000 Гц [17]. Он производится компанией Challenge Electronics и имеет минимальное отношение чувствительности к шуму 58 дБ. Это устройство имеет аналоговый вход и, следовательно, требует использования MCU, например, платы Arduino Uno.

Микрофон подключается непосредственно к аналоговым контактам Arduino, а АЦП выполняется на Arduino. Что касается размещения датчиков для правильного захвата сигнала, были использованы анатомические позиции, которые используются медицинскими работниками для обычных стетоскопов. Наконец, был использован простой код для получения аналогового сигнала от Uno со скоростью 115 200 бод. На рисунке 11 ниже показаны аппаратные соединения, необходимые для этого датчика.

Последним является инерциальный измерительный блок (IMU), который называется MPU9250. Это устройство производится компанией IvenSense и представляет собой многочиповый модуль, состоящий из трехосевого гироскопа, трехосевого акселерометра и трехосевого магнитометра [18]. Связь со всеми его регистрами может осуществляться с помощью I2C или

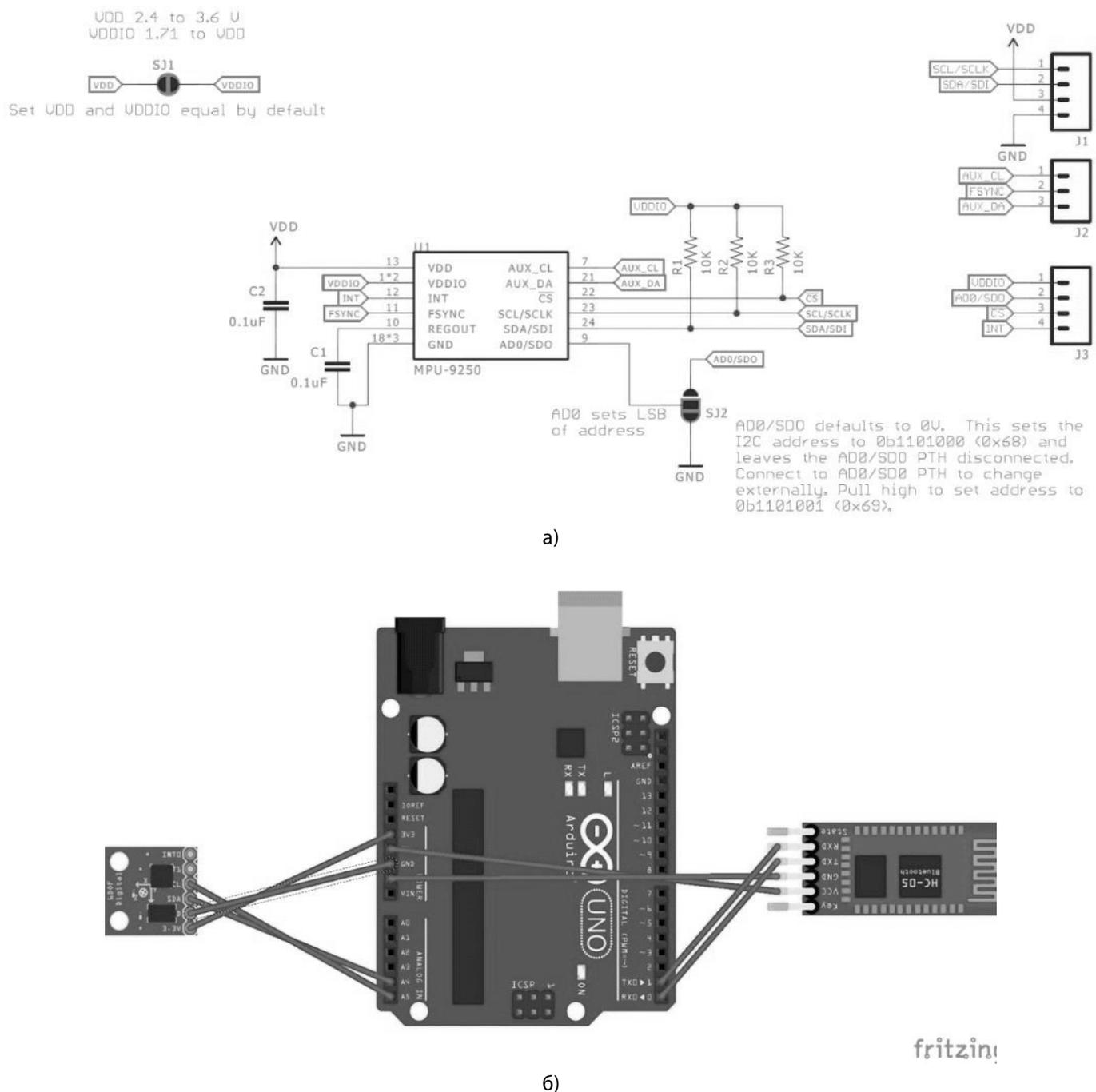


Рис. 12. Инерциальный измерительный блок: а) схема инерциального измерительного блока (IMU), б) соединения для IMU

SPI, а также имеет собственный цифровой процессор движения. Цифровой процессор движения (DMP) позволяет обрабатывать движения и распознавать жесты с низким энергопотреблением, приобретая приложения IvenSense Apps для программирования устройства. Сначала была установлена библиотека с помощью Arduino IDE для MPU9250. Затем был использован код MPU9250BasicAHRS\_I2C, который был запущен на ско-

рости 38 400 бод, дальнейшие изменения могут быть внесены в этот код в зависимости от приложения. Что касается размещения датчика, IMU располагается на лодыжке для обнаружения движения с использованием девятиосевых возможностей обнаружения движения, которые он предлагает. На рисунке 12, а показаны внутренние компоненты IMU, а на рисунке 12, б — аппаратные соединения, необходимые для этого датчика.

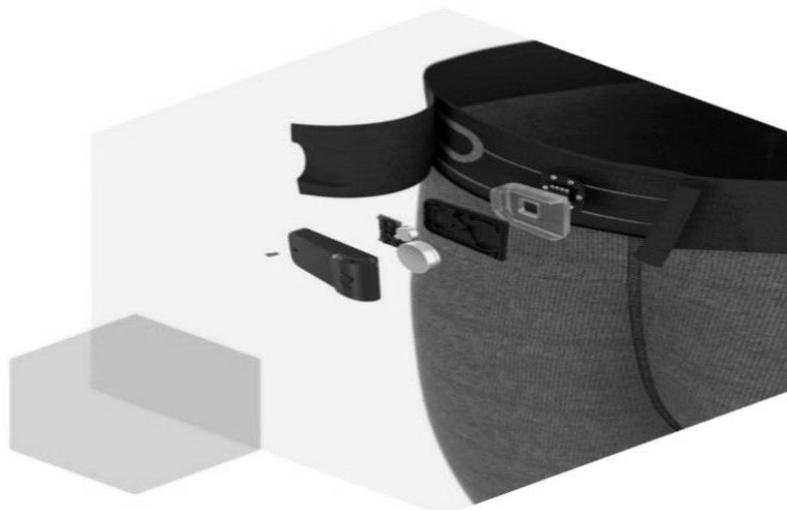


Рис. 13. Продукт Skiin

В некотором смысле, самым важным устройством является Arduino, поскольку оно представляет собой связь между датчиками и компонентами IoT. Arduino используется для связи с датчиками и модулем Hc-05, а также для подачи питания на эти датчики и платы. Наконец, IoT-аспект дизайна потребует использования Raspberry Pi Zero W. Он может быть использован не только для отправки данных в облако, но и для пограничных вычислений. Это один из самых дешевых компьютеров, которые производит Raspberry Pi Foundation. При необходимости можно приобрести дополнительный модуль, называемый ADC Pi, и добавить его к Raspberry Pi для дополнительного преобразования данных. Он поставляется с Bluetooth Low Energy, Bluetooth 4.1 и беспроводной локальной сетью 802.11 b/g/n. Кроме того, он оснащен одноядерным процессором с частотой 1 ГГц, 512 МБ оперативной памяти, разъемом для подключения камеры CSI (Camera Serial Interface), портами micro USB и mini HDMI (High-definition Multimedia Interface).

В завершении рассмотрим достижения технологий в области используемых материалов, от которых ожидается, что они будут обладать дополнительными свойствами и функциональными возможностями, например, зарядка телефона путем аккумуляции электрической энергии в одежде. Некоторые распространенные примеры — фотоактивные материалы, интегрированные в текстиль для создания солнечных батарей, вырабатывающих электричество, и сенсорные материалы, интегрируемые в волокна для обнаружения изменений формы. Электронный текстиль (E-textiles, smart textiles, functional fabrics) — это ткани, позволяющие встраивать в них цифровые компоненты и электронику. Они мягкие и гибкие, что позволяет им плотно прилегать

к изогнутым поверхностям тела. Это фундаментальное свойство для всех носимых устройств. Контакт с телом необходим для получения сигнала, а электронный текстиль увеличивает поверхность, соприкасающуюся с телом. Кроме того, электронный текстиль легче и лучше пропускает воздух по сравнению с традиционными датчиками.

Как и при разработке любого носимого устройства, текстильные изделия требуют наличия проводящих путей для сигналов. Для этого используются проводящие и полупроводящие материалы. Существует несколько способов производства таких тканей, например, использование металлических волокон или нитей, которые смешиваются с тканью для создания электропроводящего текстиля или полупроводящего текстиля. В них используются проводящие полимеры, такие как углеродные нанотрубки, порошки на основе металлов и сажа. Ткани, полученные этими методами, имеют некоторые недостатки, например, требуют сложных процессов, не имеют равномерного покрытия, не обладают долговечной износостойкостью и не совсем гибкие. Это привело к использованию графена в этих тканях. Графен представляет собой сотовую решетку из атомов углерода, которая демонстрирует электронные, тепловые, механические и оптические свойства. По этой причине он привлек значительное внимание для использования в электронном текстиле. Кроме того, большое количество графена может быть получено из химического превращения графита с помощью методов восстановления.

Благодаря этим разработкам в области текстиля, несколько компаний начали коммерциализацию этих электронных тканей. В настоящее время под извест-

ным брендом Skiin выпускается высокоэффективное «умное» нижнее белье. Белье способно измерять пульс, дыхание и температуру, а также отслеживать сон, активность в течение дня и физические нагрузки. Оно поставляется с приложением Skiin Companion App, которое подключается к устройству для отслеживания биопоказателей. Вся электроника крепится на пояс в съемном отделении, которое показано на рисунке 13.

Планируется выпуск следующего поколения с функциональными тканями. Физиологические датчики встраиваются в одежду, используя передовые технологии вязания с внедрением технологии радиочастотной идентификации (RFID). Недавно было доказано, что использование технологии RFID для традиционных меток на основе металла позволяет фиксировать деформации материала. Теория заключается в том, что при деформации антенны внутри метки под действием силы происходит изменение резонансной частоты. Это изменение затем принимается и соотносится с механической деформацией объекта, на котором находится метка. Это позволяет создать носимое устройство со встроенным датчиком деформации, беспроводное, не требующее батареек и, что самое главное, удобное для ношения.

## Заключение

1. Реализуя идею «подключенного человека», имеется возможность разработки недорогих и клинически значимых аппаратных конструкций для использования в интегрированном здравоохранении. Более того, эти устройства могут быть использованы в качестве носимого медицинского оборудования для телемониторинга пациентов, находящихся в больницах, клиниках или домах престарелых. Цель состоит не в том, чтобы заменить врача или его прогноз заболевания, а в том, чтобы обмениваться данными с помощью облачных сервисов между врачами, пациентами и соответствующим персоналом. Эти устройства обладают потенциалом для захвата клинически сопоставимых сигналов, которые можно анализировать, хранить и передавать через облако. Более того, существует большой потенциал для использования этих разработок в качестве ступеньки для проектирования медицинских носимых устройств и перепроектирования этих устройств в коммерчески готовые продукты. Эти медицинские носимые устройства имеют полный код Arduino в своей репозитории, что позволяет пользователю вносить в код корректировки и изменения.
2. Сосредоточившись на части IoT и телемедицины, выбор датчиков был основан на упрощении этапа сбора данных с наименьшим количеством

шагов. Поэтому предпочтение было отдано датчикам, которые имеют встроенную систему формирования сигнала, доступны для приобретения и просты в использовании. Кроме того, в приложениях IoT важную роль играет Raspberry Pi. Он может быть подключен ко всем или некоторым из этих датчиков через Bluetooth. Такое беспроводное подключение по Bluetooth к датчикам и по Wi-Fi к облаку обеспечивает гибкость подключения в любом месте, где есть беспроводное соединение. Облако, несомненно, стало жизненно важной частью телемедицины и IoT. Данные обычно хранятся либо в разрозненных облаках, либо в изолированных системах, что ограничивает анализ данных. Во-первых, некоторые из этих устройств IoT потенциально могут производить большие объемы данных; например, сбор 8-часового потока сигналов ЭЭГ и ЭМГ для мониторинга сна. Это не может быть сделано эффективно, поскольку размер этих файлов будет составлять несколько гигабайт каждую ночь, и это может стать большой нагрузкой для сетей. Во-вторых, некоторые из этих приложений IoT требуют очень короткого времени отклика, поскольку это может быть ситуация жизни и смерти, что опять же ограничено облаком. Наконец, эти датчики будут измерять данные, которые могут быть частными и не подходят для отправки в облако, и, следовательно, облачные вычисления могут быть неэффективным выбором для этих приложений. Следовательно, для этих приложений необходим такой инструмент, как Raspberry Pi. Такой инструмент можно использовать для транспортировки данных в облако или для выполнения граничных вычислений перед отправкой данных в облако, что значительно сократит количество вычислений, которые необходимо будет выполнить.

3. Успех использования носимых устройств, будь то в медицинских или немедицинских целях, в значительной степени зависит от человеческого фактора. Создание высокосвязанных устройств, способных передавать информацию между собой и в онлайн-мир, приводит к возникновению важных вопросов и проблем. Две наиболее заметные проблемы, которые возникают: технологические вопросы и вопросы безопасности.

Технологические вопросы в основном касаются совместимости устройств и точности и надежности получаемых ими данных. Поскольку все датчики, о которых говорилось выше, выпускаются разными производителями, у них нет стандартного интерфейса и протокола по умолчанию, поэтому необходимостью является со-

здание метрик качества для данных, получаемых с датчиков, используемых в IoT.

Что касается вопросов безопасности, то нарушения безопасности беспроводных сетей, безусловно, будут постоянной проблемой, особенно в отношении конфиденциальности данных пациента и того, как она будет защищена. Начиная с базовой защиты, доступной каждому, технология Bluetooth поддерживает встроенное шифрование Advanced Encryption Standard-128. В настоящее время ведется активное совершенствование этой технологии, поскольку на рынке появляется все больше носимых устройств, которым требуется современная защита. Более того, поскольку Raspberry Pi является системой Linux, большинство общих мер безопасности, доступных для Linux, доступны. Однако для ограничения атак и потенциальной потери данных, которые собирает Raspberry Pi, необходимо рассмотреть дополнительные усовершенствования. Некоторые известные и проверенные проблемы безопасности Raspberry Pi следующие:

1. операционная система Raspbian имеет защищенный протокол shell на порту 22. Этот протокол используется при необходимости удаленного входа в систему, и если его оставить включенным, это может привести к нарушениям;
2. операционная система Raspbian имеет пользователя по умолчанию, который разрешает доступ к устройству. Его следует удалить, а не игнорировать или завести нового пользователя, так как любой, кто его знает, может получить доступ к устройству. Переходя к более высокому уровню безопасности, необходимо решить проблему защиты цифровой идентификации для глобального онлайн-сообщества. Необходима универсальная система цифровой идентификации, которая не зависит от каких-либо юридических документов и, следовательно, будет защищать личные данные пользователя.
3. Интересным аспектом является широкий спектр заболеваний, которые можно диагностировать с помощью комбинации рассмотренных датчиков. Например, сигналы PPG содержат информацию о частоте сердечных сокращений, SpO<sub>2</sub>, кровяном давлении и частоте дыхания, и датчики могут измерять их с медицинским качеством. Поэтому сигнал PPG можно использовать для диагностики тревожности, фибрилляции предсердий, гипертонии, апноэ во сне, беременности, стресса и инсульта. Отслеживание активности позволяет диагностировать такие заболевания, как артрит, биполярное расстройство, болезнь Паркинсона, синдром беспокойных ног, судороги и бессонница. После этого аускультация позволяет диагностировать такие

заболевания, как обычная простуда и тепловой удар, вызывающий изменения в дыхании. Наконец, ЭМГ может использоваться в сочетании с аускультацией для диагностики заболеваний, связанных с сердечно-сосудистой системой и нервно-мышечными расстройствами. Если объединить эти четыре датчика в одном носимом устройстве, это позволит диагностировать до 46 наиболее распространенных заболеваний, от которых страдает человек. Вероятность того, что каждый человек в течение жизни заболит хотя бы одним из этих заболеваний, значительно высока, поэтому носимый прибор с комбинацией датчиков имеет высокую ценность. Кроме того, помимо клинической диагностики, эти устройства можно использовать и для других целей. Например, ЭМГ позволяет управлять протезами и даже может выступать в качестве элемента управления для взаимодействия с приложениями и человеческими компьютерными интерфейсами. Ярким примером этого является контроллер MYO, который в настоящее время находится на рынке и используется в приложениях для образа жизни и в качестве устройства HCI (Human Computer Interaction). Более того, было доказано, что контроллер MYO обеспечивает клинически сопоставимые данные. Еще один важный сценарий применения ЭМГ, требующий использования IoT,— это программы двигательной реабилитации. Сочетание этих устройств в рамках IoT позволит охватить не менее 70% диагностики заболеваний без необходимости физического присутствия пациента у врача.

4. Как было сказано выше, нам удалось изучить возможные аппаратные конструкции биомедицинских носимых устройств, необходимые для них компоненты и некоторые их ограничения. Будущее носимых устройств представляется многообещающим, и существует значительный потенциал в проектировании и разработке носимых устройств для различных применений. При той скорости, с которой развивается эта отрасль, дальнейшее совершенствование безопасности и технологических аспектов будет только продолжаться. Одним из основных факторов, способствующих этому, является коллективный интерес правительств, промышленности и научного сообщества. На самом деле, результаты и разработки, изложенные в данной статье, облегчат и ускорят исследования, проводимые в области машинного обучения и систем искусственного интеллекта (ИИ) для принятия обоснованных решений в области технологий и оказания медицинской помощи.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Ray S. Guest Editors' Introduction: Wearables, Implants, and Internet of Things/ S. Ray, J. Park, S. Bhunia // IEEE Transactions on Multi-Scale Computing Systems, 2015. Vol. 1, № 02, pp. 60–61.
2. Ometov A. Facilitating the Delegation of Use for Private Devices in the Era of the Internet of Wearable Things / A. Ometov, S.V. Bezzateev, J. Kannisto, J. Harju, S. Andreev and Y. Koucheryavy // IEEE Internet of Things Journal, 2017. Vol. 4, № 4, pp. 843–854.
3. Haghi M. Wearable Devices in Medical Internet of Things: Scientific Research and Commercially Available Devices/ M. Haghi, K. Thurow, R. Stoll // Healthc Inform Res., 2017. № 23(1), pp.4–15.
4. Athavale Y. Biosignal monitoring using wearables: Observations and opportunities / Y. Athavale, S. Krishnan // Biomedical Signal Processing and Control, 2017. Vol. 38. Pp 22–33.
5. Arduino. Available online: <https://www.arduino.cc/>(accessed on 05 June 2022).
6. Ghamari M. Design and Prototyping of a wristband-type Wireless Photoplethysmographic device for Heart Rate Variability Signal Analysis / M. Ghamari, C. Soltapur, S. Cabrera, R. Romero, R. Martinek, H. Nazeran // IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2016, 467–497.
7. Jong GJ. The PPG Physiological Signal for Heart Rate Variability Analysis / GJ. Jong, Aripriharta, GJ. Horng // Wireless Pers Commun 97, 5229–5276 (2017).
8. Yang D. SpO2 and heart rate measurement with wearable watch based on PPG/ D. Yang, J. Zhu, P. Zhu // 2015 IET International Conference on Biomedical Image and Signal Processing (ICBISP 2015), 2015, pp. 1–5.
9. iHeart. Available online: <https://goiheart.com/>(accessed on 21 October 2018).
10. Milosevic B. Design Challenges for Wearable EMG Applications /B. Milosevic, S. Benatti, E. Farella // In Proceedings of the Design, Automation & Test in Europe Conference & Exhibition (DATE), Lausanne, Switzerland, 27–31 March 2017.
11. Myo Armband. Available online: <https://www.myo.com/>(accessed on 21 October 2018).
12. Mayat U. Towards a low-cost point-of-care screening platform for electronic auscultation of vital body sounds / U. Mayat, F. Qureshi, S. Ahmed, Y. Athavale, S. Krishnan // 2017 IEEE Canada International Humanitarian Technology Conference (IHTC), 2017, pp. 1–5.
13. Fortune E. Validity of using tri-axial accelerometers to measure human movement — Part II: Step counts at a wide range of gait velocities / E. Fortune, V. Lugade, M. Morrow, K. Kaufman // Medical Engineering & Physics. 2014 Jun, 36(6), pp. 659–669.
14. Shi W. Edge Computing: Vision and Challenges / W. Shi, J. Cao, Q. Zhang, Y. Li, L. Xu // IEEE Internet of Things Journal, vol. 3, № 5, pp. 637–646.
15. Датчик пульса. Available online: <https://pulsesensor.com/>(accessed on 05 June 2022).
16. Аналоговый датчик ЭМГ. Available online <https://www.manualshelf.com/manual/dfrobot/sen0240/user-manual-english.html> (accessed on 05 June 2022).
17. Электретный микрофон. Доступно онлайн <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Sound/CEM-C9745JAD462P2.54R.pdf> (accessed on 05 June 2022).
18. Спецификация продукта MPU-9250. Available online: <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf> (accessed on 05 June 2022).